

TELEMETRIE DES HERZMUSKEL-GEWEBEDRUCKES
AUS DEM GESCHLOSSENEN HUNDETHORAX

INAUGURAL - DISSERTATION

vorgelegt beim
Zentralinstitut für Biochemie und Biophysik
und dem Fachbereich Vorklinik
der
FREIEN UNIVERSITÄT BERLIN
zur Erlangung der Würde eines
DOCTOR RERUM NATURALIUM

von
Frank H. Hirsch
aus Berlin

1972

TELEMETRIE DES HERZMUSKEL-GEWEBEDRUCKES
AUS DEM GESCHLOSSENEN HUNDETHORAX

INAUGURAL - DISSERTATION

vorgelegt beim
Zentralinstitut für Biochemie und Biophysik
und dem Fachbereich Vorklinik
der
FREIEN UNIVERSITÄT BERLIN
zur Erlangung der Würde eines
DOCTOR RERUM NATURALIUM

von
Frank H. Hirsch
aus Berlin



1. Gutachter Professor Dr.H.D.Schmidt

2. Gutachter Professor Dr. K. Kramer

Datum der mündlichen Prüfung: 7.Juli 1972

Inhalt:

1. Einleitung
2. Aufgabenstellung
3. Lösungsversuche
 - 3.1 Mechanische Spannungsmessung
 - 3.2 Intramurale Druckmessung
4. Der Messwandler
5. Der Telemetrie-Sender
 - 5.1 Wahl der Schaltung
 - 5.2 Tunnelndioden-Oszillator
 - 5.3 Stromversorgung und Schaltung
 - 5.4 Der Aufbau des Senders
6. Der Empfänger
7. Versuchsdurchführung und Resultate
 - 7.1 Eichung
 - 7.2 Operationstechnik
 - 7.3 Messresultate

Zusammenfassung

Zur Messung des Herzmuskel-Gewebedruckes am wachen, postoperativ genesenen Hund wurde ein rohrförmiger implantierbarer induktiver Druckaufnehmer entwickelt. Wegen der Problematik elektrischer Zuleitungen zum sich periodisch kontrahierenden Herzen ist die Anregerschaltung, ein RL-Tunneldiodenoszillator, direkt am Druckwandler angeordnet. Die beschriebene Apparatur liefert über mehrere Monate telemetrisch Informationen über den phasischen Druckverlauf des Myocards.

Summary

To measure the tissue pressure of the heart muscle at the awake restored dog, an implantable variable-inductance transducer in a tube shape has been developed. Due to the problems of electrical connections leading to the moving heart the necessary electronics, a Tunnel diode relaxation oscillator is situated close to the transducer. The described system supplies telemetric tracings of the heart muscle pressure over a period of some month.

Resumé

Il a été construit un enregistreur inductif et implantable sous forme d'un tube pour la mesure de la pression tissulaire du muscle cardiaque sur un chien reveillé, postopérativement guéri. Le problème de la conduite du courant électrique au coeur, qui se contracte périodiquement, est résolu par un oscillateur utilisant une diode d'Esaki - qui est lié directement au commutateur de pression. Le système décrit ci-dessus fournit pendant une période de plusieurs mois des informations téléométriques sur l'évolution phasique de la pression du myocarde.

Einleitung

Die Kraft des Herzmuskels, bzw., da sich dieser einer direkten Messung entzieht, der intramyocardiale Druck, konnte bisher nur am eröffneten Thorax gemessen werden. Die Messung erfolgte also am narkotisierten Tier, nach einer eingreifenden Operation im akut verletzten Myocardgewebe und unter unphysiologischen Bedingungen, da der normale transmurale Druck durch die Pleuraeröffnung aufgehoben war.

Um den phasischen Druckverlauf in den verschiedenen Abschnitten der Herzwand unter physiologischen Verhältnissen beurteilen zu können, war deshalb ein Druckaufnehmer zu finden, der eine Messung dieser Grösse am unnarkotisierten Tier bei intaktem Thorax ermöglicht, wobei es wünschenswert war, den Messwert drahtlos zu übertragen, um ihn auch unter unterschiedlichen Versuchsbedingungen (z.B. bei Arbeitsleistung des Versuchstieres) einsetzen zu können.

Die wichtigste Grösse für die Beschreibung des Herzmuskels ist die Kontraktilität des Myocards. Darunter wird die Fähigkeit des Herzens verstanden, Arbeit zu leisten. Allerdings stellen sich einer Messung dieser Grösse erhebliche Schwierigkeiten entgegen. Seit einigen Jahren ist bekannt, dass die Anstiegsgeschwindigkeit des Herzkammerdruckes ein Mass für die kontraktilen Eigenschaften des Myocards darstellt. Sie lässt allerdings nur eine summarische Aussage über die gesamte Muskulatur des Ventrikels zu. Der hier beschriebene Aufnehmer gestattet dagegen eine Messung in Teilbereichen des Myocards. Die Kenntnis dieser regionalen Muskeleigenschaften ist besonders dann wichtig, wenn ein Bezirk durch unzureichende Durchblutung und damit mangelhafter Sauerstoffversorgung (Herzinfarkt) in seiner Leistungsfähigkeit beeinträchtigt ist.

Die Anstiegsgeschwindigkeit des intramyocardialen Druckes wird ein Mass für die Kontraktilität des von der Messung erfassten Teilbereiches sein. Ein weiterer wesentlicher Grund für die Konstruktion des Aufnehmers war also das Ziel, aus dem phasischen Druckverlauf Rückschlüsse auf diese Eigenschaften ziehen zu können.

2. AUFGABENSTELLUNG

In einer für die nachfolgende Betrachtung zulässigen Vereinfachung lässt sich der Herzmuskel als Kugelschale ansehen, die sich periodisch kontrahiert, also ihren Durchmesser verändert. Dadurch wird eine Druckkraft auf das von ihr eingeschlossene Blutvolumen ausgeübt, und durch entsprechend angeordnete Ventile - die Herzklappen entsteht eine Förderwirkung : der Blutkreislauf. In Bild 1 ist der Vollständigkeit halber noch die Herzscheidewand - das Herzseptum schematisch eingezeichnet, die den Lungenkreislauf des Blutes vom Körperkreislauf trennt.

Bei verschiedenen Lebenszuständen benötigt der Organismus eine unterschiedliche Blutmenge pro Zeiteinheit. So ist z.B. im Schlaf der Bedarf etwa halb so gross wie bei grosser körperlicher Anstrengung. Der Herzmuskel hat, durch einen herzinternen Regelmechanismus beeinflusst, zwei Möglichkeiten, diesem unterschiedlichen Blutbedarf des Kreislaufes zu entsprechen. Er kann seine Pumpfrequenz - den Puls - verändern, und er kann in gewissen Grenzen seine Gesamtgrösse verändern. In der vereinfachten Darstellung, nach Bild 1, wird also bei einer derartigen Herzdilatation der Radius der Kugelschale vergrössert. Immer noch unter der eingangs vorgenommenen Vereinfachung, das Herz als Kugelschale anzusehen, kann man den Zusammenhang zwischen der auf das eingeschlossene Blutvolumen und die vom Herzmuskel aufzubringende Kraft einfach definieren. Zwischen dem Kammerdruck der eingeschlossenen Blutmenge und der Kraft der Herzmuskelfasern besteht notwendigerweise in jedem Moment Kräftegleichgewicht. Legt man einen Schnitt durch einen Grosskreis, Bild 2, so wirkt dort die Innendruckkraft P auf die Grosskreisfläche $\tau^2 \pi$. Ihr entgegen wirkt die Kraft K aller Muskelfasern, deren Zahl an der Schnittstelle n sei. Also

$$P \tau^2 \pi = n K$$

Damit ist die Kraft einer Einzelfaser zur Erzielung eines bestimmten Druckes

$$K = \frac{P \tau^2 \pi}{n}$$

Die Kraft, die der Herzmuskel aufzubringen hat, steigt also mit der Vergrösserung des Herzmuskels, der Herzdilatation. Nun gilt diese Vereinfachung jedoch nur in erster Näherung, und über die tatsächlich auftretende Herzmuskelkraft herrscht weitgehend Unklarheit. Es ist verhältnismässig einfach, den Flüssigkeitsdruck im Innern des Herzes etwa durch ein Miniatur-Manometer, welches durch eine Vene unter Röntgen-Kontrolle in die Herzkammer eingebracht wird, zu messen.

Man kann ferner die Förderleistung - das Herzminutenvolumen - messen. Dies geschieht z.B. durch eine Durchflussmessung an der Herzschatlagader - der Aorta. Die Herzmuskelkraft selbst entzieht sich jedoch einer direkten Messung. Der Grund dafür liegt in einem für Muskelgewebe typischen nicht-linearen Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung, Bild 3, den man sich am einfachsten mit einem Gedankenexperiment verdeutlichen kann. Man stelle sich vor, man habe einen schweren Gegenstand vom Boden aufzuheben. Dazu wird man zunächst seine Armmuskeln anspannen müssen, ohne dass sich der Gegenstand vom Boden löst, d.h., es wird eine Spannung ohne nennenswerte Kontraktion aufgebracht. Diesen Vorgang zeigt der senkrechte Ast des Kurvenverlaufes in Bild 3 (isometrische Phase). Schliesslich ist die Muskelspannung so gross, dass der Gegenstand angehoben wird. Nun kontrahieren sich die Armmuskeln, wobei, da sich das Gewicht des Gegenstandes nicht ändert, die Spannung nahezu konstant bleibt. Im Spannungs-Dehnungs Diagramm, Bild 3, verläuft dabei die Kurve annähernd waagerecht. Der Uebergang vom senkrechten zum waagerechten Kurvenverlauf wird durch das Gewicht des Gegenstandes bestimmt.

Obwohl dieser nicht-lineare Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung auch beim Herzmuskel besteht, hat man versucht, die Spannung mit konventionellen Methoden zu messen (1). Man hat dünne Metallplatten auf den Herzmuskel aufgenäht, auf denen Dehnungsmesstreifen befestigt waren. Dabei wurde dem Herzmuskel für die Messung eine zunächst undefinierte Vorspannung erteilt. In späteren Versuchen wurde die Vorspannung durch eine Gewindevorrichtung definiert aufgebracht und die gemessene Kraft auf den Muskelquerschnitt an der Mess-Stelle bezogen (2). Auf diese Weise konnte der Spannungs - Dehnungs-Verlauf am Muskel punktweise in Näherung ermittelt werden. Natürlich eignet sich die Versuchsanordnung nur für Experimente in vitro, also am geöffneten Brustkorb.

Eine weitere Möglichkeit, Aufschluss über die Herzmuskelkraft zu erhalten, besteht darin, den Druck zu messen, den die einzelnen Muskelfasern bei der Kontraktion gegeneinander ausüben. Zur Messung dieser Druckkraft, die in der Medezin intramuraler Druck genannt wird, am Herzmuskel, sind verschiedene Versuchsanordnungen beschrieben worden (3) und (4). Als man noch keine geeigneten Kunststoffe kannte, benutzte man zur Druckübertragung Blutgefässe, vorzugsweise Stücke der

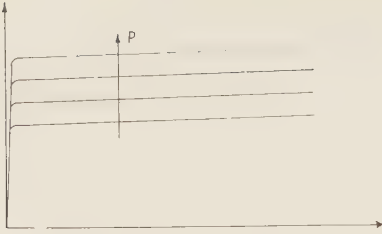


Bild 3:
Schematisiertes Spannungs-
Dehnungsdiagramm eines
Muskels für verschiedene
Kraftentwicklungen

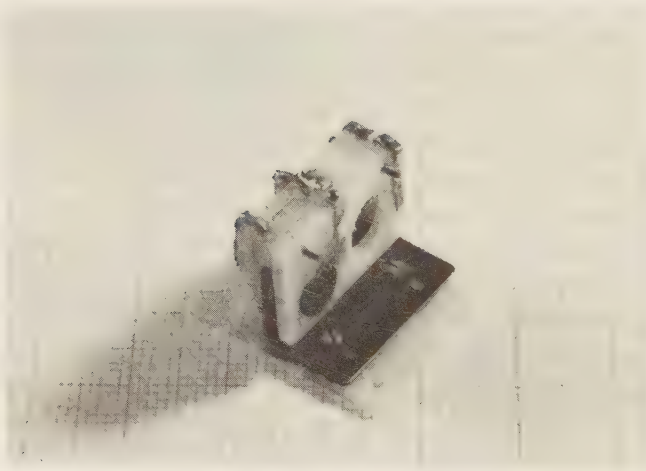


Bild 4; Messwandler zur Registrierung von Längenänderungen
an der Herzmuskeloberfläche

Halsschlagader, der Carotis. Präparierte Carotisteile wurden mit einer physiologischen Kochsalzlösung gefüllt, in den Herzmuskel eingezogen und mit einem geeigneten Manometer verbunden. Andere Forscher führten Stahlkanülen in den Herzmuskel ein, durch die physiologische Kochsalzlösung in das Muskelgewebe gespritzt wurde. Diese Flüssigkeit hatte hier die Aufgabe, den Druck des Muskelgewebes kraftschlüssig in die Flüssigkeitssäule der Kanüle und weiter zum angeschlossenen Manometer zu leiten. Die letzte Methode war nur für sehr kurzzeitige Messungen brauchbar, da die Kochsalzlösung sehr schnell in das Muskelgewebe eindifundiert. Aber auch die erstgenannte Anordnung eignet sich in der vorgeschlagenen Form nicht für chronische Versuche.

Der grundsätzliche Nachteil aller bisher bekanntgewordenen Versuchsanordnungen besteht darin, dass sie alle beim geöffneten Thorax durchgeführt werden mussten, wobei völlig andere Druckverhältnisse als im Normalzustand herrschen. In vivo, d.h. unter normalen Lebensbedingungen, erweitert sich durch Muskelkraft in der Inhalationsphase der Brustkorb, und der normale atmosphärische Luftdruck füllt die Lunge. Beim Versuch am geöffneten Thorax ist dessen Funktion ausgeschaltet, und die Lunge muss durch den in einem Beatmungsgerät erzeugten Ueberdruck gefüllt werden. Ein weiterer Unterschied zu den normalen Lebensbedingungen besteht darin, dass das Versuchstier während der Messung notwendigerweise narkotisiert sein muss. Es besteht berechtigter Grund zu der Annahme, dass bei der Herstellung natürlicher Lebenszustände völlig andere Messergebnisse zu erwarten sind.

Aus diesem Grund bestand die Aufgabe, ein Messverfahren zu finden, das es gestattet, die Herzmuskelkraft (bzw., auf den Muskelquerschnitt bezogen, die Spannung) oder den intramuralen Druck im geschlossenen Thorax am nicht narkotisierten Versuchstier zu messen.

3. LOESUNGSVERSUCHE

3.1 Spannungsmessung

Zunächst wurde ein Verfahren gesucht, das es gestattet, die Muskelspannung punktweise entlang der Kurve nach Bild 3 zu messen. Dazu wurde ein induktiver Weggeber an zwei Punkten der Herzmuskeloberfläche befestigt, mit dem die Bewegung dieser beiden Punkte zueinander bei der Herzmuskelkontraktion gemessen werden konnte (Bild 4). Es war ferner geplant, eine geeignete Vorrichtung anzubringen, die es gestattet, einen Kraftimpuls an den beiden Befestigungspunkten des Weggebers in einer zur Kontraktionskraft entgegengesetzten Richtung wirken zu lassen. Sorgt man dafür, dass dieser Kraftimpuls periodisch immer zur gleichen Zeit in der Kontraktionsphase aufgebracht wird und achtet man ferner darauf, dass seine Grösse konstant bleibt, so müsste er in einem Diagramm, in dem die Kontraktionsbewegung als Funktion der Zeit geschrieben wird, als zackenförmige Auslenkung gegen die Kontraktionsrichtung sichtbar werden. Die Grösse dieser Auslenkung dürfte dann ein Mass für die Herzmuskelkraft im Messzeitpunkt sein. Bei einer funktionierenden, derartigen Einrichtung wäre es kein Problem, den Gegenkraftimpuls zeitlich zu verschieben, so dass der gesamte Kontraktionsvorgang "abgetastet" werden könnte.

Zur Zeit als diese Versuche durchgeführt wurden (1967) scheiterten sie daran, dass kein geeigneter Kraftgeber gefunden werden konnte. Wegen der geforderten Linearität kamen nur elektro-magnetische Einrichtungen in Frage, die notwendigerweise eine Art Lager zwischen dem relativ feststehenden und demjenigen Teil, auf den die Kraft ausgeübt wird, aufweisen müssen. Durch Blut, welches vorzugsweise an derartigen Stellen unkontrollierbar gerinnt, wurden während der Versuche die Reibungswerte aller erprobten Anordnungen undefinierbar beeinflusst.

In letzter Zeit sind BiegekraftPiezoxide bekanntgeworden, die analog zu den Thermo-Bimetallen konstruiert sind und die keine durch Reibung beeinflussbaren Lagerungen aufweisen (5). Mit ihnen könnte eine

neue Untersuchung der vorgeschlagenen Lösung lohnend sein.

3.2 Intramurale Druckmessung

Es erscheint wesentlich einfacher, den intramuralen Druck in eine analoge elektrische Grösse umzuwandeln und diese aus dem Thorax herauszusenden. Dass aber auch diese Aufgabe mit Schwierigkeiten verbunden ist, zeigt die nachfolgende Aufzählung der an einen solchen Aufnehmer zu stellenden Anforderungen (6):

- 1) er soll eine lineare Druckgrössen-Umwandlung zwischen 0 und etwa 50 cm Wassersäule ermöglichen,
- 2) er darf keine mechanische oder elektrische Hysterese besitzen,
- 3) die Ausgangsgrösse soll ein geeigneter elektrischer Wert sein,
- 4) er soll ein äusserst kleines Volumen aufweisen,
- 5) er darf das Muskelgewebe nicht beschädigen,
- 6) er muss für die Implantation ausreichend flexibel sein,
- 7) er darf in einem bestimmten Bereich keine Temperaturabhängigkeit zeigen,
- 8) er muss feuchtigkeitsunempfindlich sein,
- 9) er soll mechanisch stabil konstruiert sein,
- 10) die Kraftumwandlung sollte ungerichtet erfolgen,
- 11) der elektrische Aufwand zum Betrieb des Wandlers sollte so gering wie möglich sein,
- 12) es wird ein Frequenzbereich zwischen 0 und 100 Hz gefordert,
- 13) die Drahtverbindung zwischen Aufnehmer und der nachgeschalteten Elektronik soll keine besonderen Anforderungen stellen und auf optimale mechanische Festigkeit auslegbar sein.

Es mussten deshalb eine Reihe von verschiedenen Messwandlern auf ihre Eignung untersucht werden. Einige davon zeigt das Bild 5. Links oben in dieser Abbildung ist ein Aufnehmer zu sehen, der mit druckempfindlichem Widerstandslack arbeitet (7). Das druckempfind-



Bild 5: Verschiedene auf ihre Eignung für eine intramurale Druckmessung untersuchte Wandler

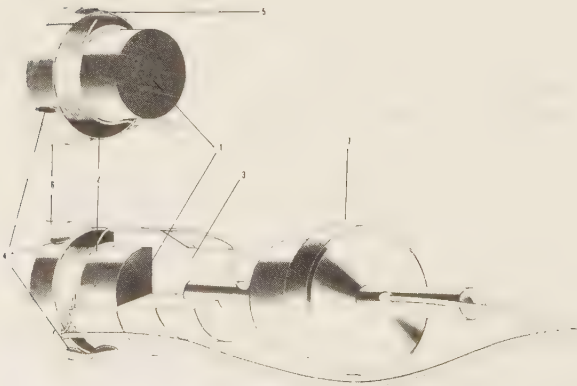


Bild 6: Schnittzeichnung des für die intramurale Druckmessung verwendeten Wandlers (1) Ferritkern, (2) Wicklung, (3) Endkappen, (4) Silikonzentrierung, (5) Bronzezylinder, (6) Schutzschlauch, (7) Tunnelodiode

liche Element ist in einem Epoxydharztropfen eingebettet, der auch im ausgehärteten Zustand verformbar bleibt. Mit diesem Aufnehmer konnten im Versuch am offenen Thorax die Ergebnisse der früher angestellten Untersuchungen (3 und 4) in etwa reproduziert werden. Leider war die Langzeit-Nullpunktstabilität des Aufnehmers völlig ungenügend. Diese Tatsache machte die Anwendung in chronischer Implantation unmöglich. Rechts oben in Bild 5 ist ein Aufnehmer nach dem magneto-elastischen Prinzip abgebildet. In einen Ferrit-Ringkern von 4 mm Durchmesser wurde ein Spalt geschliffen. Durch den magneto-elastischen Effekt wird die Induktivität einer auf den geschlitzten Kern gewickelten Spule kleiner, wenn radiale Kräfte den Kern deformieren. Diese Anordnung musste wegen der Hysterese des mechanisch-elektrischen Zusammenhanges verworfen werden. Links unten in Bild 5 ist ein Membran-Manometer abgebildet, das aus einer Ferrit Schalenkernhälfte mit 5 mm Durchmesser hergestellt wurde. Es konnte mit dem daneben abgebildeten Werkzeug in den Herzmuskel implantiert werden. Dabei wurde angenommen, dass durch Gewebsflüssigkeit und Blut eine kraftschlüssige Verbindung zwischen der Membran und den Muskelfasern hergestellt werden würde. Diese Annahme erwies sich jedoch als Irrtum. Auch ein wesentlich kleineres Membran-Manometer mit nur 2 mm Aussendurchmesser, welches von der NASA entwickelt wurde und kommerziell gefertigt wird (8), war ungeeignet.

Schliesslich wurde noch ein völlig anderes Messprinzip untersucht. Ein in den Herzmuskel implantiertes Nickelröhrchen wurde an einem Ende durch Magnetostriktion zu mechanischen Längsschwingungen angeregt, die durch eine Spule am anderen Ende des Röhrchens wieder in eine Wechselspannung zurückverwandelt wurde. Der wechselnde Gewebsdruck sollte die mechanischen Schwingungen unterschiedlich dämpfen. Auch diese Anordnung, die in (9) für Viskositäts-Untersuchungen an Lackschichten vorgeschlagen wurde, erwies sich für den beabsichtigten Anwendungszweck aber wegen der geringen Dämpfungsunterschiede ebenfalls als unbrauchbar (Bild 5, rechts unten).

Aus diesen und einer Reihe von weiteren Misserfolgen konnten jedoch Erkenntnisse gewonnen werden, die zur Konstruktion eines verwendbaren Aufnehmers führten:

Ein Aufnehmer für den intramuralen Druck muss schlauch- oder rohrförmig sein und sich derart in den Herzmuskel hineinbringen lassen, dass die umliegenden Muskelfasern gedehnt, aber möglichst wenig zerstört werden. Für die Applikation an Herzen von 25 bis 30 kg schweren Hunden ist eine Länge von ca. 10 mm und ein Durchmesser von 2 - 3 mm zulässig. Von den elektrischen Grössen, die zur Messumwandlung ausgenutzt werden können, ist eine Induktivitätsänderung besonders günstig. Sie wird am wenigsten durch chemische Einflüsse, wie sie durch Diffusionsvorgänge durch die Schutzhülle des Aufnehmers ausgelöst werden können, beeinflusst.

4. DER MESSWANDLER

Der schliesslich verwendete Aufnehmer ist in Bild 6 in einer perspektivischen Schnittzeichnung dargestellt. Er besteht aus einem Ferritkern mit 1,5 mm Durchmesser, auf den zwei Lagen 0,05 CuL - Draht gewickelt sind. Der verwendete Draht ist mit einer thermoplastischen Auflage versehen. Nach dem Wickeln wird die Spule durch Hitze fixiert, ohne dass dazu eine platzbenötigende Lack-schicht erforderlich ist. An den Enden des Kernes befinden sich zwei Kappen aus Polyamid. An ihnen ist mit je 3 sehr kleinen Tropfen aus kaltaushärtendem Silikon-Kautschuk Silastic ein längsgeschlitzter Zylinder aus 0,05 mm dicker Beryllium-Bronze konzentrisch zur Spule und in einem Abstand von ca. 0,1 mm zu dieser befestigt. Die Silastic-Tropfen dienen hierbei nur zur Positionierung und beeinflussen die elastischen Eigenschaften des Bronze-Zylinders nicht messbar. Die ganze Einrichtung ist durch einen Schlauch aus Silikon-Kautschuk, der an seinen Stirnseiten mit den Polyamid-Endstücken verklebt ist, gegen chemische Einflüsse geschützt.

Radiale Kräfte auf den längsgeschlitzten Bronze-Zylinder - und nur solche - verringern dessen Durchmesser und beeinflussen damit die elektrischen Daten der Spule. Das Magnetfeld, das ein durch die Spule geschickter Wechselstrom erzeugt, durchsetzt teilweise auch das Bronzerohr. Die hierbei im Rohr entstehenden Wirbelströme er-

zeugen ein Gegenfeld, das das ursprüngliche Magnetfeld der Spule L im Ersatzschaltbild 7 des Aufnehmers teilweise aufhebt, d.h., deren ursprüngliche Induktivität verringert. Da die Beryllium-Bronze des Rohres einen endlichen Widerstand hat, wird durch die Wirbelströme im Rohr Wärme erzeugt. Damit ändert sich auch der Verlustwiderstand R in Bild 7.

Die quantitativen Zusammenhänge der elektrischen Wertänderungen sind bisher nur für den einfachen Fall einer Zylinderspule, die im Abstand Δl von einer leitenden Platte angeordnet ist (Bild 8) experimentell untersucht worden (10).

Bei der hier vorliegenden Konfiguration wurden die R- und L-Änderungen bei steigender radialer Belastung des Bronzerohres und bei verschiedenen Betriebsfrequenzen ermittelt. Dabei ergab sich, dass bei sehr kleinen Frequenzen praktisch nur der Verlustwiderstand beeinflusst wird. Bei höheren Frequenzen zeigten sich die erwartete Änderungen der Induktivität und des Verlustwiderstandes.

Erhöht man die Betriebsfrequenz auf wesentlich grössere Werte, können die Induktivitätsänderung noch günstiger werden, gleichzeitig würde aber die Zunahme der hier nicht berücksichtigten Streukapazität die Empfindlichkeit des Messwandlers herabsetzen. Weitere Einflussgrößen wären die Dimension des Wandlers und die Dicke des Bronzerohres. Sie sind aber durch die physiologischen Gegebenheiten und die praktische Realisierbarkeit des Aufnehmers gegeben.

Die Kenntnisse der Zusammenhänge nach Bild 9 ermöglichen eine zweckmässige Wahl der Anregerschaltung.

5. DER TELEMETRIE-SENDER

5.1 Die Wahl der Schaltung

Ein induktiver Messwandler wird normalerweise in einer Wechselstrom-Brückenschaltung oder als frequenzbestimmendes Glied in einem LC-Oszillator verwendet. Die Brückenschaltung liefert eine der Messgrösse proportionale Amplitude einer Wechselspannung. Eine Amplituden-Modulation ist aber für die geforderte drahtlose Messwertübertragung unzweckmässig (11). Für die Telemetrie wäre also eine zusätzliche Einrichtung zur Frequenzmodulation erforderlich. Sinnvoller ist demnach die direkte Erzeugung einer Frequenzmodulation. Für einen durch den Aufnehmer frequenzmodulierten Oszillator sind verschiedene Schaltungsanordnungen denkbar; die naheliegendste wäre ein LC-Oszillator. Dieser müsste eine kapazitive Kopplung erhalten, damit der Aufbau des Aufnehmers nicht durch Koppelspulen oder Anzapfungen erschwert wird. Ein derartiger Oszillator hat jedoch einige grundsätzliche Nachteile. Er kann ohne Anwendung einer Dickfilm-Miniaturisierungstechnik nicht so klein aufgebaut werden, dass er direkt am Aufnehmer im Herzmuskel angeordnet werden könnte. Zwischen dem Aufnehmer und der Anregerschaltung muss also ein Kabel angeordnet werden, das trotz der ständigen Herzbewegung seine Kapazität nicht ändert und das ferner so flexibel ist, dass es diese Herzbewegung nicht behindert. Es konnte ein Kabel gefunden werden, das die elektrischen Bedingungen erfüllt, nämlich das Amphenol-Kabel RG 179/U mit 1,8 mm Aussendurchmesser, Stahllitzenseele und Teflonummantelung; jedoch erwies es sich bei Versuchen am Hundeherz als zu wenig flexibel. Die Verbindungsstelle zwischen dem Aufnehmer und dem Kabel wurde dadurch mechanisch so stark belastet, dass die Aufnehmer an dieser Stelle bei jedem Versuch brachen.

Noch schwerwiegender als die mechanischen Nachteile eines LC-Generators sind die elektrischen gegenüber anderen möglichen Schaltungen. Bei Vernachlässigung der Einflüsse der Erregerschaltung und von Verlustwiderständen in den frequenzbestimmenden Gliedern ist seine Schwingfrequenz durch L und C bestimmt

Nimmt man an, dass sich durch die Einwirkung des Druckes nur der Wert von L ändert, so errechnet sich daraus eine Frequenzänderung

$$f_0 + \Delta f = \frac{1}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{LC}} \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{\Delta L}{L}}}$$

ΔL geht also nur mit der Wurzel in die Frequenzänderung ein. Die Verhältnisse werden noch ungünstiger, wenn man die Änderung des Verlustwiderstandes R gemäss Bild 9 in die Betrachtung mit einbezieht. Unter Berücksichtigung der Dämpfung ist nämlich die Eigenfrequenz eines Schwingkreises (12)

$$f_d = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{LC} - \left(\frac{r}{2L}\right)^2}$$

Hierbei ist r der Verlustwiderstand des Kreises. Mit dem Dämpfungsfaktor

$$\delta = \frac{r}{2L}$$

d.h., der auf die Zeiteinheit bezogenen Dämpfung, wird

$$f_d = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\omega_0^2 - \delta^2}$$

Man erkennt, dass durch die Dämpfung die Frequenz des Schwingkreises gegenüber dem ungedämpften Zustand verkleinert wird. Auf den in Kapitel 3 beschriebenen Druckwandler angewendet, bedeutet dies, dass seine elektrischen Werte L und R, die durch den mechanischen Druck verändert werden, die Frequenz in einem LC-Oszillator gegenläufig beeinflussen würden und damit die erwünschte Wirkung teilweise aufheben.

Ein RL-Generator verhält sich für den vorliegenden Anwendungsfall in vieler Hinsicht wesentlich günstiger als ein LC-Generator. Bei ihm ist (13)

$$\omega_0 = \frac{R}{L}$$

d.h., die Induktivitätsvariation geht nicht mehr mit der Wurzel, sondern direkt in den Frequenzhub ein, ferner wirkt die Aenderung des Verlustwiderstandes nicht der Frequenzänderung entgegen, sondern trägt zu einem grösseren Hub bei. Dem steht als Nachteil gegenüber, dass die Frequenzkonstanz eines RL-Oszillators im grösseren Masse von der Erregerschaltung abhängt als dies beim LC-Generator der Fall ist. Da hier jedoch nicht der Absolutwert interessiert, sondern die auf den möglichen Frequenzhub bezogene Grösse, ist der RL-Oszillator auch in dieser Hinsicht vorteilhafter. Weiterhin kann, wie dies im folgenden Kapitel für den speziellen Fall des Tunnel-Dioden RL-Generators gezeigt wird, der Einfluss der Erregerschaltung auf ein Minimum reduziert werden, wenn die Einflussgrössen einzeln untersucht werden und die Schaltung optimal ausgelegt wird.

5.2 Tunnel-Dioden RL-Generator

Ein Tunnel-Dioden RL-Oszillator nach Bild 10 vereinigt eine Reihe von Vorteilen gegenüber anderen möglichen Anordnungen in sich, so dass er für den vorliegenden Anwendungszweck ausgewählt wurde. Er lässt sich ohne Verwendung spezieller Technologien oder Bauelemente so klein aufbauen, dass er direkt am Druckaufnehmer angeordnet werden kann. Ein weiterer Vorteil des Tunnel-Dioden-Oszillators ist seine in anderen Anordnungen als Nachteil empfundene Eigenart, dass die Speisespannung und die niederohmige Signalspannung nicht voneinander getrennt sind. Damit kann man die Tunnel-Diode direkt am Aufnehmer anordnen und mit einer zweiadrigen Leitung, die elektrisch völlig unkritisch ist, mit der restlichen Schaltung verbinden. Die Leitung kann somit optimal auf die strengen mechanischen Anforderungen dieser Verbindung ausgelegt werden.

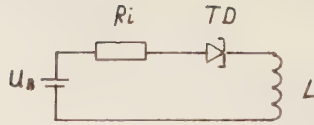


Bild 10: RL-Tunneldioden-Oszillator

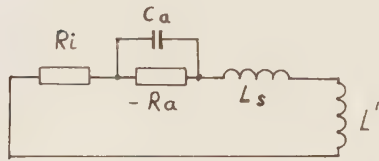


Bild 11: Ersatzschaltbild des Tunneldioden-Oszillators

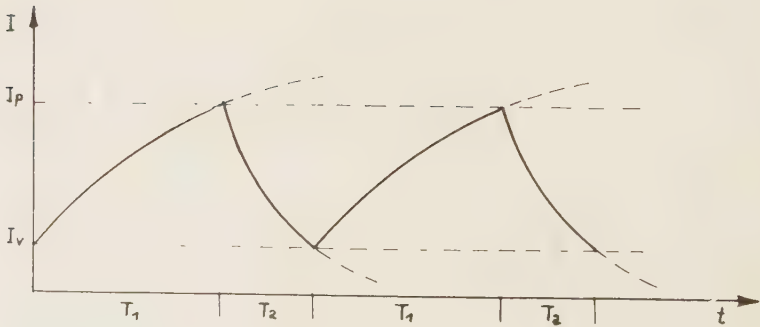


Bild 12: Signal des Tunneldioden-Oszillators

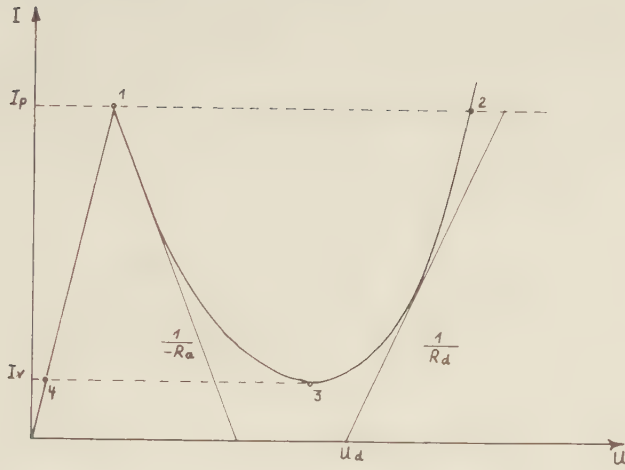


Bild 13: Arbeitskennlinie der Tunneldiode

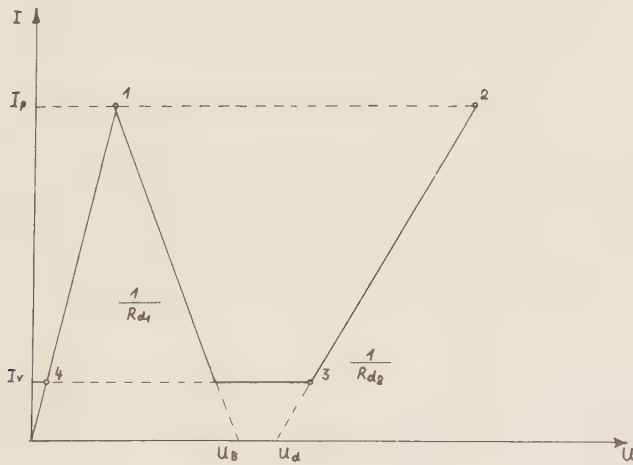


Bild 14: Zur näherungsweise Berechnung der Schwingfrequenz werden die Kurvenstücke aus Bild 13 durch Geraden approximiert

Bild 11 zeigt das Wechselstrom-Ersatzschaltbild zum Oszillator nach Bild 10 und Bild 12 den von dieser Anordnung erzeugten Wechselstromverlauf. Ist R_a der negative Widerstand der Tunnel-diode im Arbeitspunkt, C_a ihre Kapazität und $L = L' + L_s$ die Gesamt-induktivität, dann gelten nach (14) und (15) folgende Schwing-bedingungen

$$R_a > R$$

$$L > C_a R_a R$$

Während jeder Schwingung durchläuft der Strom die Strecke 1 - 2 - 3 - 4 entlang der Tunneldioden-Kennlinie nach Bild 13. Hierbei ist angenommen, dass C_a sehr klein ist und bei der betrachteten Schwingfrequenz vernachlässigt werden kann. Nur für diesen Fall sind die Kurvenstücke 1 - 2 und 3 - 4 Geraden parallel zur x-Achse. Damit kann man eine weitere Vereinfachung einführen. Die Zeiten für den Durchlauf der Strecken 1 - 2 und 3 - 4 sind sehr klein, verglichen mit den Zeiten für den Durchlauf von 4 - 1 und 2 - 3; sie können deshalb vernachlässigt werden. Die Zeiten für die Durchläufe 4 - 1 und 2 - 3 sollen mit T_1 , bzw. T_2 bezeichnet werden. Für beide Zeiten kann dann ein Momentan-Ersatzschaltbild angegeben werden, das aus einer Spannungsquelle U_d in Serie mit einem anwachsenden Widerstandswert R_d besteht. Seine Grösse kann als Kehrwert des Kurvenanstieges am betrachteten Kennlinienpunkt entnommen werden. Der Wert von U_d ist durch den Schnittpunkt der Geraden $1/R_d$ mit der x-Achse definiert. Beide Grössen sind keine Konstanten, sondern von der an der Tunneldiode anliegenden Spannung abhängig. Die Zeiten T_1 und T_2 und damit die Schwingfrequenz F ergeben sich aus der Lösung der nichtlinearen Differentialgleichung

$$U_B - U_d(u) = L \frac{di}{dt} + (R + R_d(u))i$$

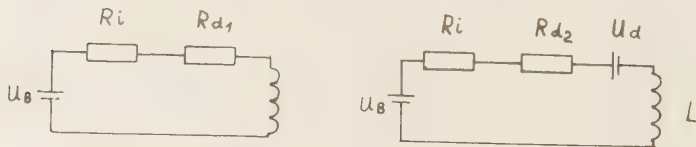


Bild 15: Ersatzschaltbild des Tunneldioden-Oszillators mit der Vereinfachung aus Bild 14

wenn $U_d(u)$ und $R_d(u)$ bekannt sind. Eine Näherungslösung dieser Differentialgleichung erhält man, wenn man die Kurvenstücke 4 - 1 und 2 - 3 in Bild 13 durch geeignete approximierte Geraden ersetzt (Bild 14). Dann können R_d und U_d für den Durchlauf der genannten Strecken jeweils als konstant angesehen werden. Das Ersatzschaltbild vereinfacht sich dadurch zu einer RL Anordnung mit definierter Zeitkonstante (Bild 15). Aus ihm können die Zeiten T_1 und T_2 angegeben werden.

$$T_1 = \frac{L}{R_{T_1}} \ln \frac{I_1 - I_V}{I_1 - I_P}$$

$$\text{mit } R_{T_1} = R + R_{d_1} \text{ und } I_1 = \frac{U_B}{R_{T_1}}$$

$$T_2 = \frac{L}{R_{T_2}} \ln \frac{I_P - I_2}{I_V - I_2}$$

$$\text{mit } R_{T_2} = R + R_{d_2} \text{ und } I_2 = \frac{U_B - U_{d_2}}{R_{T_2}}$$

Man erkennt, dass die Frequenz des Tunnelndioden-Oszillators in gewünschter Weise von R und L , aber auch vom Höckerstrom I_P und dem Talstrom I_V der Tunneldiode, sowie von der Betriebsspannung abhängig ist. Die letztgenannten Größen gehen mit ihrem natürlichen Logarithmus in die Frequenz ein. Die Diodenkonstanten I_P und I_V haben, wie nahezu alle Halbleiterkonstanten, eine Temperaturabhängigkeit. Sie ist mit 0,3 mV/C für I_V und 1,3 mV/C für I_P vergleichsweise gering. Ueberdies wirkt der Körper des Versuchstieres als natürlicher Thermostat, der die Umgebungstemperatur des Generators innerhalb von 1 C konstant hält. Die Abhängigkeit von T_1 und T_2 und mit

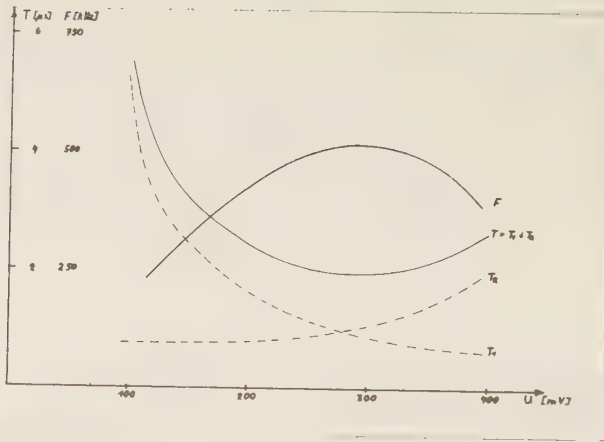


Bild 16: Abhängigkeit der Zeiten T_1 und T_2 und damit der Frequenz F des Tunnelknoten-Generators von der Betriebsspannung

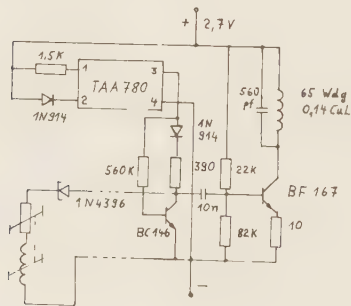


Bild 17: Schaltbild des vollständigen Telemetriesenders

der Frequenz von der Betriebsspannung zeigt Bild 16. Leider ist es nicht möglich, den Arbeitspunkt des Oszillators in den Scheitel der Frequenzkurve zu legen, um damit die Spannungsabhängigkeit der Frequenz auf ein Minimum zu reduzieren, da dort die Schwingung des Oszillators unstabil ist. Es muss also für die Stabilisierung der Versorgungsspannung ein relativ hoher Aufwand getrieben werden, um eine Frequenzdrift zu vermeiden. Die Spannung ändert sich während des Betriebes einerseits durch die - wenn auch geringfügige - Spannungsabnahme der Batterie (diese beträgt ca. 5% nach 70%iger Entladung), als auch durch die Temperaturabhängigkeit der Halbleiter-Parameter. Durch die Wahl einer geeigneten Schaltungsanordnung lässt sich der Temperaturkoeffizient des Stabilisators so wählen, dass er den Temperaturgang des Oszillators kompensiert. In der praktischen Ausführung konnte diese Kompensation soweit getrieben werden, dass selbst eine Einschaltfrequenzdrift nicht mehr feststellbar ist.

5.3 Schaltung und Stromversorgung

Bild 17 zeigt das Gesamtschaltbild des Senders. Die relativ aufwendige Stabilisierungsschaltung besteht aus einem integrierten Miniatur-Spannungsstabilisator TAA 780, der zur Vorstabilisierung der Speisespannung für ein Referenzelement dient. Der TAA 780 ist eigentlich für die Spannungsstabilisierung in Uhrenantrieben entwickelt und eignet sich wegen seiner geringen Abmessungen vorzüglich für die Anwendung in Bio-Telemetrie-Sendern. Er liefert eine Spannung von 1,1 V mit einem Temperaturkoeffizient von $-2,5 \text{ mV}/^\circ\text{C}$. An das Referenzelement werden folgende Forderungen gestellt: an ihm soll eine Spannung von ca. 250 mV abfallen, und der differentielle Innenwiderstand im Arbeitspunkt soll einige zehn Ohm betragen. Die Einstellung des Arbeitspunktes soll durch einen Strom von ca. 1 Milliampere erzielt werden. Schliesslich soll durch den Temperaturgang des Spannungsabfalles das Temperaturverhalten der übrigen Bauelemente in etwa kompensiert werden.

Eine zunächst versuchsweise verwendete Golddraht-Diode OA 47, in Flussrichtung geschaltet, war wegen der Temperaturabhängigkeit ihrer Schleusenspannung ungeeignet. Wesentlich bessere Ergebnisse lieferte eine Backward-Diode HU 10 mit einem Temperaturkoeffizienten von ca. $100 \text{ mV}/^\circ\text{C}$. Von ihrer Verwendung bei mehreren Sendern musste jedoch wegen des hohen Preises dieses Bauelementes abgesehen werden. Bei der Suche nach einem geeigneten Ersatz wurde schliesslich die in Bild 17 gezeigte Anordnung

gefunden. Hier wird ein Epitaxial -Planar-Transistor im Sättigungsbereich betrieben, so dass der Spannungsabfall an der Kollektor - Emitter Strecke den gewünschten Wert von 250 mV aufweist. Der Temperaturkoeffizient des TAA 780 wird durch eine in Flussrichtung geschaltete Silizium-Diode 1N 914 vollständig kompensiert.

Die Arbeitsfrequenz des Tunnel-Oszillators ist durch die Gegebenheiten des Aufnehmers festgelegt und liegt bei 500 kHz. Sie ist nur in engen Grenzen variierbar, ihr Wert ist jedoch in mehrfacher Hinsicht recht günstig. Sie liegt unter dem Mittelwellenbereich, so dass Störungen von anderen Sendern nicht auftreten. Die Dämpfung des Feldes durch den Körper des Versuchstieres nimmt mit steigender Frequenz zu. Bei 500 kHz ist sie vergleichsweise gering. Schliesslich lassen sich in diesem Frequenzbereich mit geringem Aufwand rückwirkungsksfreie Sender-Endstufen aufbauen. Die notwendigerweise unterschiedliche Belastung der Antenne hat somit keinen Einfluss auf die Generator-Frequenz. Die Sender-Endstufe besteht hier aus einem normalen HF-Transistor BF 167 in Emitter-Schaltung. Die abgestimmte Spule im Kollektor-Kreis dient gleichzeitig als Sende-Antenne.

Ihre zweckmässige Dimensionierung hat einen grossen Einfluss auf die Reichweite oder, bei gegebener erforderlicher Reichweite von einigen Metern, auf die notwendige Leistung des Senders. Im vorgesehenen Frequenzbereich bietet sich ein Ferritstab als Empfangsantenne an, d.h., für die Optimierung der Sendespule ist eine magnetische Kopplung im Nahfeld des Senders zu betrachten. Die Feldstärke H ist hier direkt proportional der Windungszahl n der von der Spule umschlossenen Fläche F und dem sie durchfliessenden Strom I .

$$H \sim nFI$$

I ist beim Betrieb der Sende-Endstufe mit konstanter Spannung U_B durch die Induktivität der Spule L gegeben. Unter Vernachlässigung der Verluste ist

$$I = \frac{U_B}{\omega L}$$

L wiederum ist von der Windungszahl n und von der Spulenfläche F abhängig. Für eine einlagige Zylinderspule gilt nach (16)

$$L = \frac{k_1 n^2 D}{1 + k_2 \frac{e}{D}}$$

mit den Zahlenfaktoren k_1 und k_2 , dem Spulendurchmesser D und der Spulenlänge e

Mit diesen Zusammenhängen ergibt sich für die Feldstärke

$$H \sim \frac{U_B (D + k_2 e)}{k_1 \omega n}$$

Somit zeigt sich, dass H durch die Spannung, den Spulendurchmesser und die Windungszahl bestimmt ist. Nun ist aber U durch die Betriebsspannung festgelegt, F durch die räumlichen Gegebenheiten im Körper des Versuchstieres und es verbleibt als einzig veränderliche Grösse die Windungszahl. Sie ist so zu wählen, dass der Resonanzwiderstand des Kreises gleich dem Generatorwiderstand des Transistors BF 167 wird. Dieser Wert wird vom Hersteller für ähnliche Betriebsgrössen wie die hier vorliegenden nicht angegebenen. Praktischer als eine getrennte Messung der Widerstände war eine experimentelle Ermittlung des optimalen LC Verhältnisses des Senderkreises.

Als Kompromiss zur Erzielung einer genügenden Reichweite bei kleinstmöglichen Sender- und Batterieabmessungen wurde eine Sendespule gefunden, die bei 25 mm Durchmesser 65 Windungen aufweist. Die Sende-Endstufe wird mit einer Spannung von 2,7 V betrieben und nimmt einen Strom von 2 mA auf. Der Tunnel-Dioden-Oszillator einschliesslich der Spannungsstabilisierung benötigt zusätzlich einen Strom von 1 mA, so dass der Gesamtstrom, der die Batterie zu liefern hat, 3 mA beträgt.

Die Stromquelle besteht aus zwei Quecksilber-Zellen mit einer Kapazität von 300 mA/h. Beim gegenwärtigen Stand der Technik bilden Quecksilber-Zellen die optimale Energiequelle für alle Arten von elektronischen Geräten, die in Menschen oder Tiere implantiert werden. Sie haben bei gleichem Volumen eine siebenfach höhere Kapazität als Kohle-Zink-Elemente und im interessierenden Bereich eine vernachlässigbare Temperaturabhängigkeit ihrer Ausgangsspannung. Selbst die Spannungsabnahme als Funktion der Entladung ist bei richtiger Wahl des Verhältnisses von entnommenem Strom zur Kapazität vergleichsweise sehr gering (Bild 18). Der Vollständigkeit halber sei allerdings erwähnt, dass sich die Kapazität stark verringert,

wenn sie bei einer Umgebungstemperatur von 38° , also in einem Versuchstier betrieben wird.

Ein Problem bei der Verwendung von Quecksilber-Batterien stellt jedoch deren elektrische Verbindung dar. Da sie sehr wärmeempfindlich sind, darf an ihnen nicht gelötet werden. Kontaktfedern kommen aus Platzgründen nicht in Betracht. Als brauchbar erwiesen sich die seit kurzer Zeit auf dem Markt befindlichen Leitkleber auf 2 Komponenten Epoxydharzbasis. Die beste Lösung des Problems war offensichtlich eine Punktschweißung der Zuleitungen. Da ein Mikro-Punktschweißgerät nicht zur Verfügung stand, wurden geeignete Drähte mit dem Lichtbogen einer Kondensator-entladung auf den Batteriekörper aufgeschweisst. Als am besten geeignetes Material hierfür erwiesen sich vergoldete Eisendrähte, wie sie als Zuleitungsdrähte von Transistoren zur Verfügung stehen.

Ein weiteres Problem stellt die Prüfung der Batteriekapazität dar. Da deren Spannung über den gesamten Entladebereich praktisch konstant ist, ist sie kein Kriterium dafür. Wie Versuche zeigten, ändert sich auch der Innenwiderstand während der Entladung nur unwesentlich. Dagegen verringert sich der Kurzschluss-Strom deutlich mit der Entladung. Beim Versuch, diesen Strom, um Zerstörungen der Batterie zu vermeiden, gepulst zu messen, zeigte sich eine starke Abhängigkeit des Stromes von der Temperatur. Bei Temperaturen unter dem Gefrierpunkt nimmt der Kurzschluss-Strom Werte an, die eine kurzzeitige kontinuierliche Messung ohne Zerstörung der Batterie gestatten. Damit war eine komplizierte Transistorchopper-Anordnung für die Messung überflüssig geworden. Die Batterien werden im Eisfach eines Kühlschranks auf ca. -5°C abgekühlt. Dann beträgt bei den hier verwendeten Quecksilber-Batterien Mallory RM 640 der Spannungsabfall an einem 0,56 Ohm Widerstand, über den die Batterie praktisch kurzgeschlossen wird, bei einer neuen Zelle ca. 150 mV und bei einer Zelle nach 80%iger Kapazitätsentnahme ca. 100 mV.

Die oben beschriebene Kapazitätsprüfung vor dem Einbau der Batterien ist unbedingt erforderlich, da selbst der Direktbezug der Batterien beim Hersteller in den USA keine Gewähr für eine ausreichende Kapazität bietet. Dies weil keine Kontrollmöglichkeit dafür besteht, welchen Temperaturen die Batterien während des Transportes ausgesetzt waren. Die Verwendung nahezu leerer Batterien in einem Tierversuch bedeutet aber, dass mehrere Wochen Versuchsvorbereitungsarbeiten nutzlos waren und das Tier sinnlos geopfert wurde.

Nach der Implantation in das Versuchstier dauert die Einheilung mehrere Tage bis Wochen. Erst nach dieser Frist können die physiologischen Messungen durchgeführt werden. Darum musste eine Vorrichtung geschaffen werden, die es gestattet, den Sender im Innern des Tieres für die Messung ein- und wieder auszuschalten, denn für einen kontinuierlichen Betrieb über mehrere Wochen wäre eine zu grosse Batterie erforderlich gewesen. Die einfachste und zugleich betriebssicherste Lösung des Problems war die Einfügung eines Reed-Kontaktes in die Speisespannungsleitung. Dieser wird im Körper des Tieres unter der Haut angeordnet. Soll der Sender eingeschaltet werden, so wird ein Permanent-Magnet auf der Haut über dem Reed-Kontakt befestigt. Bei Hunden erwies sich die Anbringung des Kontaktes unter der Nackenhaut am zweckmässigsten; hier stört der angebrachte Magnet am wenigsten und er kann mit den Pfoten oder dem Maul nicht entfernt werden.

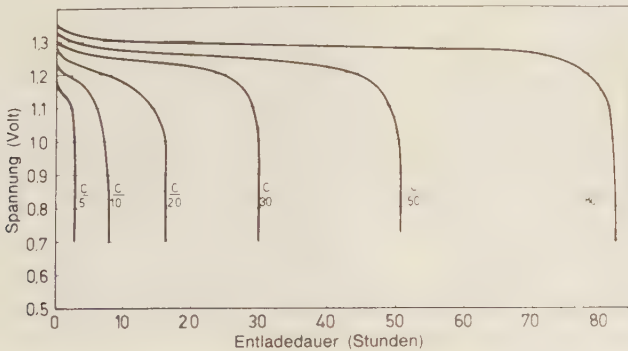


Bild 18: Entladungscharakteristik einer Quecksilber-Zelle (C: Kapazität der Zelle)

5.4 Aufbau des Senders

Die zu implantierende Elektronik besteht aus 4 Teilen, die durch Teflon-isolierte Stahllitze miteinander verbunden sind. Im Bild 19 sind eingegossen zu erkennen: der Aufnehmer mit der Tunnel-Diode, die Sender-Endstufe im Innern der Sende-Antenne, der Batteriebehälter und der Reed-Kontakt. Die räumliche Trennung von Aufnehmer und Sender war aus physiologischen Gründen erforderlich. Die vergleichsweise grosse Metallmasse der Batterie in der Nähe der Sende-Antenne angeordnet, ergab eine unerwünschte Dämpfung des Strahlungsfeldes. Der Reed-Kontakt musste schliesslich getrennt von der Batterie gehalten werden, weil diese einen magnetischen Nebenschluss für das Kraftfeld des den Reed-Kontakt betätigenden Permanent-Magnet darstellt. Die Bauelemente sind in einer kaltaushärtenden Plastikmasse eingebettet, die einerseits die Komponenten vor der Körperflüssigkeit schützen muss, andererseits aber auch keine Reizwirkung auf das Gewebe des Versuchstieres ausüben darf. Von den heute bekannten Vergussmassen kommen dafür vor allem Epoxydharz und kaltaushärtende Silikon-Kautschuk in Frage. Da von den Herstellern dieser Substanzen keine genauen Angaben über das Verhalten unter physiologischen Versuchsbedingungen zu erhalten waren, wurde eine Vergleichsuntersuchung vorgenommen. Versuchskörper mit gleichen Abmessungen (18 mm Durchmesser und 30 mm Höhe) wurden mehrere Wochen in einem Thermosgefäss dem Einfluss einer physiologischen Kochsalzlösung bei konstanter Temperatur von 37°C ausgesetzt. Die Feuchtigkeitsaufnahme wurde in regelmässigen Abständen durch Wägung der Versuchskörper bestimmt. Die Resultate dieser Versuche zeigten, dass keines der zur Verfügung stehenden Materialien ideal geeignet ist. Selbst das Medical-Silastic 382, das von der Herstellerfirma Dow Corning als medical sealing für die Einbettung von Herzschrittmachern empfohlen wird und als besonders gewebefreundlich bezeichnet wird, ist permeabel für Körperflüssigkeit. Interessant ist jedoch, dass ein Versuchskörper aus Hartparaffin praktisch keine Feuchtigkeitsaufnahme zeigt. Dieses Material ist aus Festigkeitsgründen für sich allein als Einbettungsmaterial nicht brauchbar. Dieser Erkenntnis folgend, wurde eine Kombinations-Einbettung vorgesehen. Nach der elektrischen Prüfung der fertiggestellten Sender werden diese zunächst mit einer Paraffinschicht überzogen, dann folgt aus Gründen der mechanischen

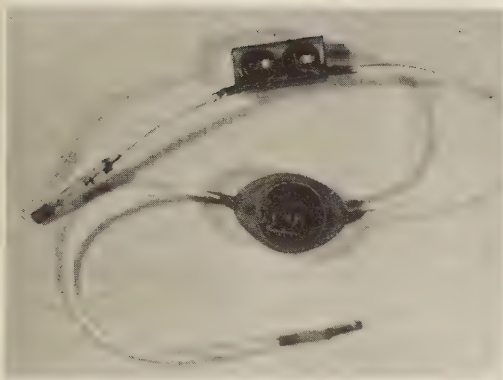


Bild 19 : Die 4 Baugruppen des Telemetrie-Senders in Araldit eingegossen

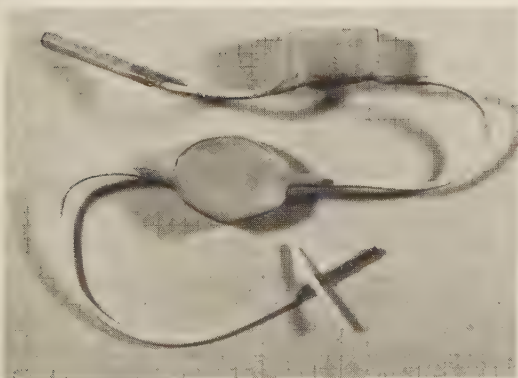


Bild 20: Alle in das Versuchstier implantierten Teile werden mit einem besonderen Silikon-Kautschuk (Medical Silastic Nr. 382) überzogen, der keine Reizwirkung auf das Körpergewebe ausübt

Stabilität eine Schicht aus Araldit G, gehärtet mit Härter H 576 schliesslich werden die Geräte, einschliesslich der Teflon-isolierten Verbindungskabel mit einer nahtlosen Umhüllung aus Silastic 382 versehen.

6. DER EMPFÄNGER

Der Telemetrie-Empfänger hat die Aufgabe, ein frequenzmoduliertes Signal im 500 kHz Bereich mit stark unterschiedlicher Feldstärke zu empfangen und zu demodulieren. Er muss in einem Bereich von etwa 100 kHz durchstimmbar sein, um die durch unvermeidliche Fertigungstoleranzen abweichenden Frequenzen verschiedener Sender empfangen zu können. An den Demodulator wird die Anforderung gestellt, die Linearität des Aufnehmers möglichst nicht zu beeinflussen. Sein Frequenzbereich soll gleich oder grösser als der des Aufnehmers sein, d.h., es ist ein Bereich von 0 - 1 kHz anzustreben. Bild 21 a...c zeigt das Schaltbild der gewählten Anordnung. Als Empfangs-Antenne dient eine frei im Versuchsraum aufstellbare abgestimmte Ferrit-Antenne, die über ein 2,5 m langes Koaxial-Kabel mit dem Empfänger verbunden ist. Das Signal gelangt an eine mit einem Feldeffekt-Transistor BF 245 bestückte Vorstufe. Zur automatischen Empfindlichkeitsregelung ist in die Source-Leitung der Vorstufe ein weiterer BF 245 eingefügt, der von einem Regelverstärker angesteuert wird. Mit einer Regelspannung von 0 ... - 2 V, bezogen auf den Source-Anschluss, wird auf diese Weise eine Verstärkungsregelung von 45 dB erzielt (Bild 21 d). Die Regelspannung ist durch eine geeignete Dioden-Anordnung verzögert, um das Signal-Rausch-Verhältnis der Vorstufe nicht zu verschlechtern. Das Eingangssignal gelangt aperiodisch an das Gate der Mischstufe, die ebenfalls ein Feldeffekt-Transistor BF 245 verwendet wurde. Der Hilfs-Oszillator ist durch Temperaturkompensation der frequenzbestimmenden Bauelemente und durch die Wahl der Schaltung auf optimale Frequenz-Konstanz ausgelegt. Um Mitzieh-Effekte durch das Eingangssignal auszuschliessen, ist er durch einen Emitter-Folger von der Mischstufe getrennt. Dieser Emitter-Folger liefert eine Oszillator-Amplitude von ca. 1 Veff mit niedrigem Quellwiderstand, wie sie für eine derartige

[illegible]

Bild 21b: Schaltbild des Empfängerdemodulators

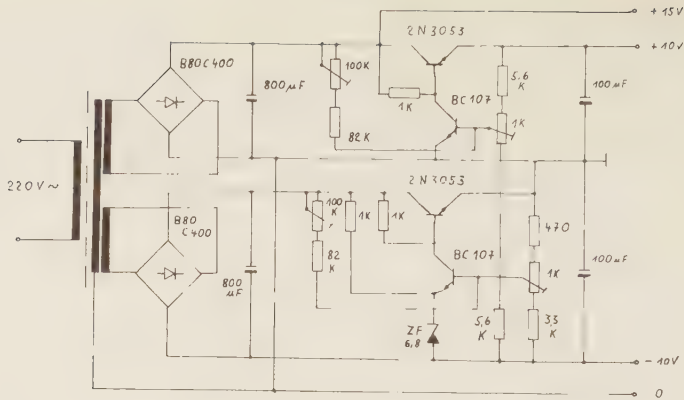


Bild 21c: Schaltbild des Netzteiles



Bild 22: Der Telemetrieempfänger mit seiner Antenne

Mischstufe gefordert wird (18). Da auf Spiegelfrequenz-Sicherheit kein Wert gelegt ist, wird die Signalfrequenz direkt auf die Arbeitsfrequenz des Diskriminators von 20 kHz heruntergemischt. 2 stark überkritisch gekoppelte gedämpfte ZF Filter sorgen für die notwendige Selektion. Nach einer Verstärkung des Signals wird es einerseits für den erwähnten Regelkreis gleichgerichtet und weiterhin dem zweistufigen Diodenbegrenzer zugeführt. Der anschliessende Demodulator arbeitet nach dem Prinzip der Integration flächengleicher Impulse (19). Diese werden hier in einem monostabilen Multivibrator erzeugt. Die Auskoppelstufe wird von einem Komplementär-Gegentaktpaar gebildet, dass mit einer gegen Masse positiven und mit einer negativen Speisespannung betrieben wird. Diese Schaltungsanordnung wurde gewählt, um eine einfache Uebertragung des Gleichspannungspotentials zu gewährleisten und um zu verhindern, dass bei Ausfall des Eingangssignales der nachgeschaltete Schleifen-Oszillograph eine hohe Gleichspannung zugeführt erhält.

Wegen der geforderten Konstanz des Ueberlagerungs-Oszillators und weil bei der gewählten Demodulator-Anordnung Änderungen der Versorgungsspannung als Fehler in das Messergebnis eingehen, wurde der Stabilisierung der Speisespannung besondere Aufmerksamkeit geschenkt. Neben der üblichen Spannungsregelung durch Vergleich der Ausgangsspannung mit einer Referenzspannung ist eine Steuerschaltung eingefügt, durch die Netzspannungsschwankungen vorkompensiert werden. Schliesslich dient die derart stabilisierte negative Speisespannung als Referenz für die positive Versorgungsspannung. Restliche Spannungsschwankungen verlaufen somit gegenläufig und kompensieren ihren Einfluss auf den Demodulator.

7. VERSUCHSDURCHFUEHRUNG UND RESULTATE

7.1 Eichung

Die prinzipiellen Eigenschaften des Aufnehmers wie seine Linearität und sein Frequenzverhalten lassen sich durch Aufbringen

entsprechender Kräfte leicht ermitteln. Dagegen bereitet, wie unten näher erläutert wird, die Zuordnung der Ausgangsspannung des Messempfängers zum im Muskel auftretenden Druck einige Schwierigkeiten.

Für die Kraftmessung wurde eine besondere Waage (Bild 23) gebaut, mit der definierte Kräfte (genauer Gewichte) auf den Umfang des Aufnehmers aufgebracht werden können.

Um eventuelle Einflüsse des Messempfängers auszuschliessen, wurde in Bild 24 die Frequenz des Telemetriesenders als Funktion der Kraft gemessen. Man erkennt im Anschluss an den linearen Arbeitsbereich einen Sättigungsbereich. Erhöht man die aufgebrachte Kraft noch weiter, so wird der Aufnehmer beschädigt.

Das Bild 24 enthält - strichpunktiert gezeichnet - noch eine weitere Kurve: Die Frequenzänderung des gleichen Aufnehmers, nun aber nicht als Tunnelknoten RL Generator, sondern als LC Oszillator geschaltet. Der erzielte Frequenzhub bei gleicher Last ist hier um den Faktor 0,6 kleiner. Somit ist ein Grund für die Wahl des Tunnelknoten Generator auch durch das Experiment zu beweisen.

Zur Ermittlung des Frequenzganges des Aufnehmers wurde das Bronzerohr durch ein Tauschspulensystem mit Sinusschwingen belastet (Bild 25), wobei das Anregersystem gemäss (20) in einer Brücken-Gegenkopplungsschaltung betrieben wurde, um Eigenresonanzen zu unterdrücken. Wie der Frequenzverlauf in Bild 26 zeigt, ist dies nicht völlig gelungen. Andererseits geht der Frequenzbereich weit über die geforderten 100 Hz hinaus und wird offensichtlich nur durch den Diskriminator des Messempfängers begrenzt.

Diese Messungen dienen, wie schon erwähnt, nur für die Untersuchung der prinzipiellen Eigenschaften des Aufnehmers. Zum intramuralen Druck können sie nicht in Relation gebracht werden, weil ein Druck definitionsgemäss keine Richtung aufweist.

Die naheliegendste Methode, nämlich den Druckwandler dadurch zu eichen, dass man ihn dem Druck einer definierten Flüssigkeitssäule aussetzt, ist für ihn aber ungeeignet.

Den Grund hierfür zeigt folgende Ueberlegung: Im Prinzip handelt es sich bei den Druckwandlern um eine Variante des Membran-Manometer

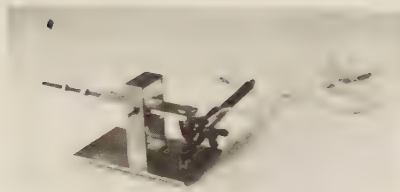


Bild 23: Messanordnung zur Aufbringung einer definierten Kraft auf den Aufnehmer

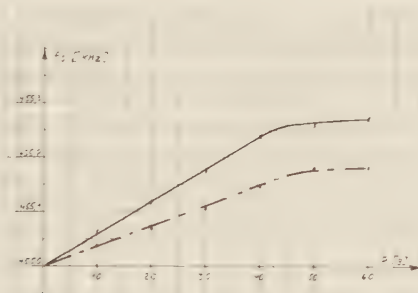


Bild 24: Frequenzänderung des Senders als Funktion der Krafteinwirkung auf den Aufnehmer. — RL Sender mit Tunnel diode, — • — LC Sender mit demselben Aufnehmer



Bild 25: Messanordnung zur Ermittlung des Frequenzganges des Aufnehmers. Für das Foto wurde eine notwendige magnetische Abschirmung des Tauchspulsystemes entfernt

Bei diesen wird die Auslenkung einer unter Federspannung stehenden Membran mechanisch oder elektrisch in eine geeignete Messgrösse umgewandelt. Die durch den Druck ausgelenkte Membran ist beim Myocard-Druckaufnehmer das geschlitzte Bronzerohr (5 in Bild 6). Zwar ist der Schlitz gegen eindringende Flüssigkeit durch die Silastikumhüllung (6 in Bild 6) gesichert, und dieser Silikonkautschuk hat normaler Weise eine im Vergleich zur Bronze so gering Federsteife, dass sie nicht in die Messwertumwandlung eingeht. Eine völlig kraftschlüssig wirkende Druckflüssigkeit (z.B. Wasser presst aber diese Silikonhaut in den Schlitz des Bronzerohres, und damit ist nicht mehr nur dessen Federwirkung massgebend, sondern auch diejenige Feder, die aus der Silikonhaut und dem im Aufnehmer eingeschlossenen Luftvolumen gebildet wird. Anders ausgedrückt: Unter Einwirkung einer Wassersäule wird der Muskeldruck-Messwandler einen weitaus geringeren Druck anzeigen als dies bei Einwirkung eines gleich grossen Muskeldruckes der Fall wäre. Dies, weil der Muskeldruck nicht kraftschlüssig wirkt. Eine Tatsache, die schon bei der Untersuchung geeigneter Wandlerformen (Kap. 3.2.) festgestellt wurde.

Der oben beschriebene Vorgang wurde durch zwei speziell für die Eichung gebaute Muskeldruck-Messwandler verifiziert, die bei sonst identischem Aufbau zusätzlich Luftausgleichsleitungen enthielten, durch die das Luftvolumen im Inneren des Aufnehmers mit dem Atmosphärendruck in Verbindung stand. Bei identischen Messresultaten im Muskel konnte mit diesem Aufnehmer unter Einwirkung einer Wassersäule überhaupt keine Druckanzeige registriert werden!

Um die tatsächliche Druckeinwirkung des Muskels messbar zu simulieren musste also eine andere Methode gesucht werden. Als geeignet erwies sich schliesslich eine Manschette in Form eines doppelwandigen Rohres um den Aufnehmer, die mit Luft gefüllt wird. Das äussere Rohr dieser Manschette ist starr, während das innere mit vergleichsweise kleinen Kräften verformbar ist und somit den im Inneren der Manschette herrschenden Luftdruck auf den Aufnehmer wirken lässt. Für diesen Zweck wurde eine passende Tracheal-Kanülenmanschette verwendet.

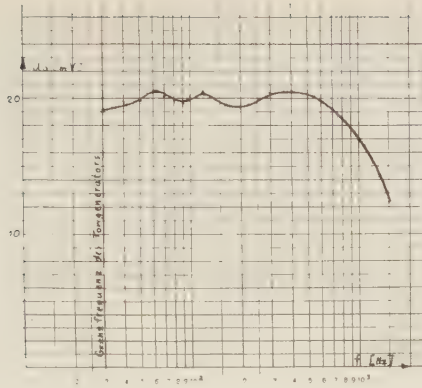


Bild 26: Frequenzgang des Aufnehmers bei Aufbringung einer Wechselkraft durch ein Tauchspulsystem.

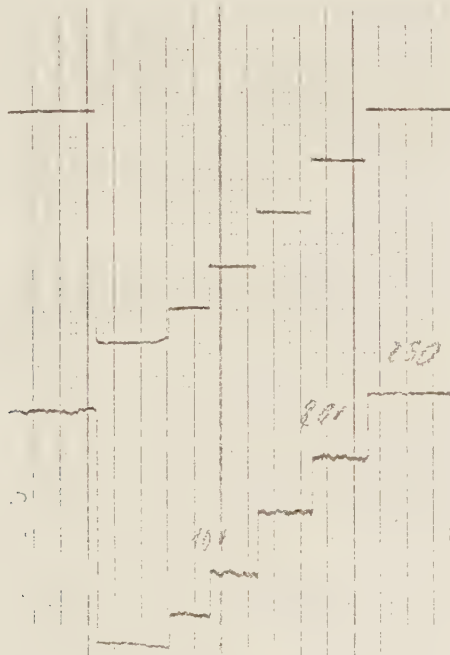


Bild 27a: Eichung des gesamten Telemetriesystems mittels einer luftgefüllten Plastikmanschette. Die gleichzeitige Aufzeichnung des Manschettendruckes durch ein Statham-Manometer (oben) zeigt die Nichtlinearität der Registriereinrichtung

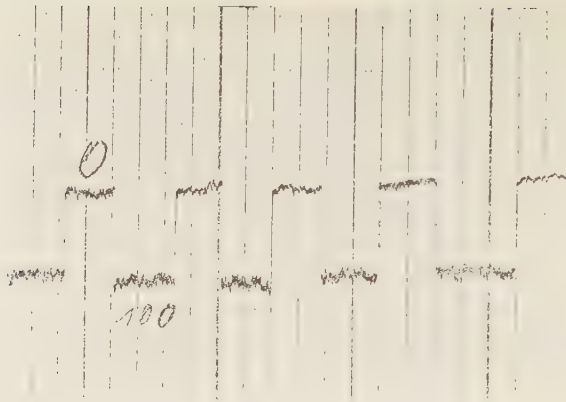


Bild 27b: Messung der Reproduzierbarkeit eines Druckwertes durch periodische Be- und Entlastung des Aufnehmers mit konstantem Druck

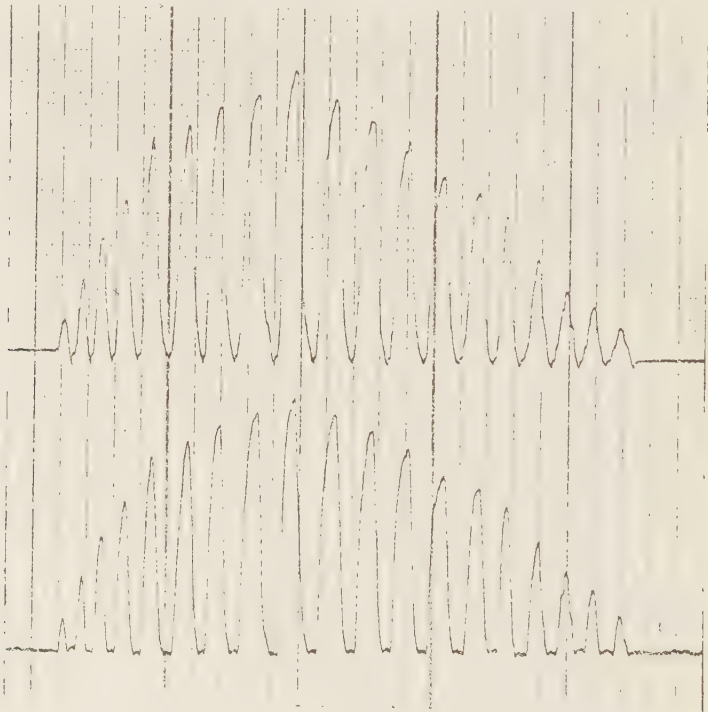


Bild 27c: Simulierung von tatsächlichen Betriebsbedingungen durch kontinuierliche Druckänderungen in der Eichmanschette mittels einer Recordspritze und gleichzeitiger Druckregistrierung mit einem Statham-Manometer. Der unterschiedliche Kurvenverlauf im Bereich der Null-Linie ist dadurch bedingt, dass das Statham-Manometer im Gegensatz zum Myocard-Aufnehmer auch Druckwerte unter dem Atmosphärendruck zu messen gestattet.

Die Methode stellt praktisch eine Variation der klassischen Druckmessverfahren der Medizin nach Riva Rocci dar. Bei ihm wird ebenfalls der Druck in einer luftgefüllten Manschette als Referenzwert für eine physiologische Messgrösse, den Gefässdruck, benutzt. Die Bilder 27a...c zeigen die mit dieser Messanordnung erzielten Eichkurven. In Bild 27a eine statische Eichung, wobei der Druck gleichzeitig mit einem Quecksilbermanometer und einem Statham-Manometer gemessen wurde, dessen Ausgangsspannung auf einem zweiten Kanal des Streifenschreibers registriert wurde. Man kann durch Vergleich feststellen, dass die Unlinearität vom Schreiber verursacht sein dürfte.

In Bild 27b wurde die Reproduzierbarkeit eines Druckwertes untersucht, indem der Aufnehmer periodisch etwa 10 sec lang mit 100 mmHg belastet und wieder entlastet wurde.

In Bild 27c schliesslich, wurde der Versuch unternommen, periodisch Druckänderungen, wie sie im tatsächlichen Experiment am Herzen auftreten, mit einer Recordspritze zu simulieren. Als Referenz dient wieder das Statham-Manometer. Man kann in den Druckspitzen erkennen, wie auch sehr schnelle Lastwechselvorgänge übertragen werden. Der unterschiedliche Verlauf im Bereich der Null-Linie ist damit zu erklären, dass mit dem Statham-Manometer auch Drücke messbar sind, die kleiner als der Atmosphärendruck sind, während dies beim Muskeldruckwandler nicht möglich und auch nicht erforderlich ist.

Aber auch die Manschetten-Eichung lässt keine absolut sichere Aussage darüber zu, ob die Wirkung des Manschettendruckes auf den Aufnehmer identisch mit der Wirkung des intramuralen Druckes auf dem Wandler ist. Um diese mögliche Fehlerquelle zu eliminieren, wurde noch eine in vivo Eichung durchgeführt:

Nach Beendigung einer Versuchsserie wird der Aufnehmer aus dem noch intakten Herzmuskel entfernt und der Druck im Myocardkanal des Aufnehmers am offenen Thorax nach den dort anwendbaren Methoden (3) und (4) gemessen. So ergibt sich eine exakte Zuordnung der telemetrisch ermittelten Werte zu den früher veröffentlichten Myocard-Druckmessungen.

7.2 Operationstechnik

Die Versuchstiere - ca. 30 kg schwere Hunde - wurden mit Nembutal narkotisiert und während der Operation durch ein Beatmungsgerät künstlich beatmet. In den Thorax gelangt man durch Spreizung des 5. und 6. Rippenbogens. Nach Öffnen des Herzbeutels wird an geeigneter Stelle im Herzmuskel ein Kanal mit geringerem Durchmesser als der des Aufnehmers mit einer chirurgischen Nadel gebohrt. Die gesamte zu implantierende Elektronik wird durch ein Bad in einer 2%igen Zephireol-Lösung desinfiziert. Die Implantation des Aufnehmers geschieht mit einem speziell für diesen Zweck aus 1 mm Kupferdraht und Schrumpfschlauch konstruierten Werkzeug. Dieses wird durch den oben erwähnten Kanal in den Herzmuskel eingeführt, bis sein Endtrichter bündig mit der Muskeloberfläche abschliesst; dann wird die Spitze des Aufnehmers in diesen Trichter eingesetzt. Danach lässt sich durch leichten Zug an der Spitze der Implantiernadel und durch gleichzeitiges Nachführen des Aufnehmers dieser für ihn ohne gefährliche Kraftanwendungen in den Muskel einführen. Er wird durch einige Nähte um sein Zuführungskabel am Herzmuskel befestigt. Der Sender wird an einer geeigneten Stelle des Thorax ebenfalls durch Nähte festgelegt. Der Batteriebehälter wird ausserhalb des Thorax in einer Muskeltasche implantiert und der Reed-Schalter erhält, wie schon erwähnt, seinen Platz unter der Nackenhaut. Während der Ausheilung der Operationswunde erhält das Versuchstier ständig hohe Dosen eines Depot-Penicillins zur Verhinderung von Infektionen.

Die Hunde erholen sich im allgemeinen schon nach wenigen Tagen von diesem Eingriff.

7.3 Messresultate

Das Bild 28 zeigt den zeitlichen Verlauf des intramuralen Druckes vor der Schliessung des Thorax und das Bild 29 kurz danach nach dessen Verschluss und dem Einsetzen der Spontanatmung. Sieben Tage nach der Operation hat sich das Tier von diesem Eingriff erholt, der Aufnehmer ist in das Myocard, das Herzmuskelgewebe, eingewachsen und die Kurve des intramuralen Druckes

zeigt einen Verlauf nach Bild 30. Die Kurvenumkehrpunkte nach erfolgter Kontraktion des Herzens (endsystolischer Druck) und nach der Entspannung des Herzmuskels (enddiastolischer Druck) erscheinen bei dieser Darstellung abgeflacht.

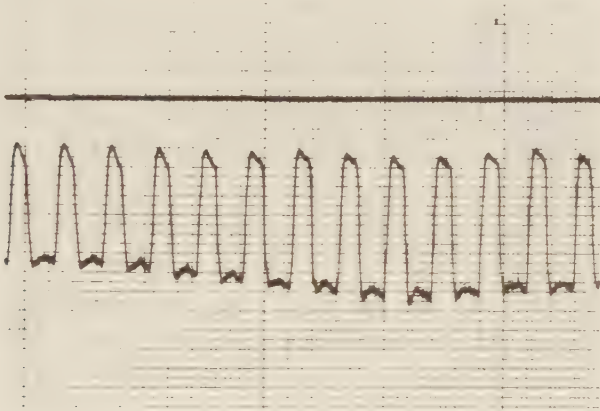


Bild 28: Intramuraler Druck des Myocards am offenen Thorax gemessen.

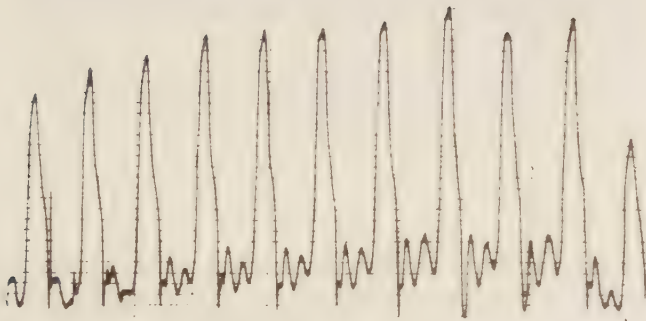


Bild 29: Wie Bild 28, jedoch kurze Zeit später, nach Schliessen des Thorax und Einsetzen der Spontanatmung registriert

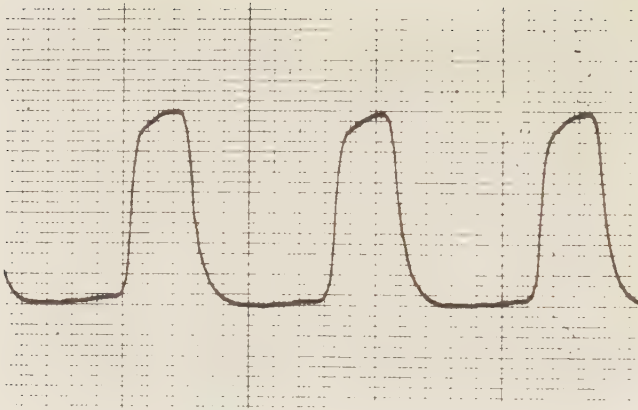


Bild 30: Der intramurale Druck 7 Tage nach der Implantation des Druckaufnehmers

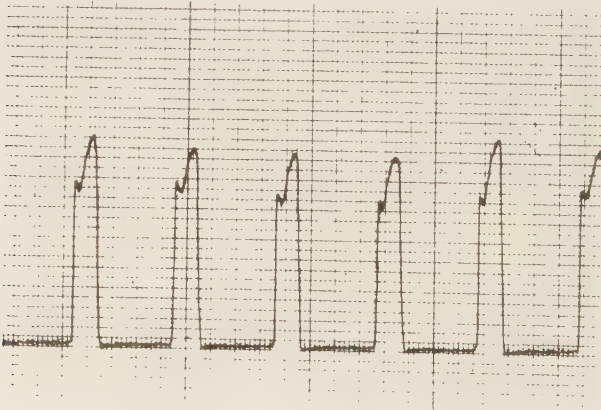


Bild 31: Bei starker Vergrößerung der Y-Verstärkung wird der genaue Verlauf des endsystolischen Druckes sichtbar. Der Rest der Kurve ist übersteuert.

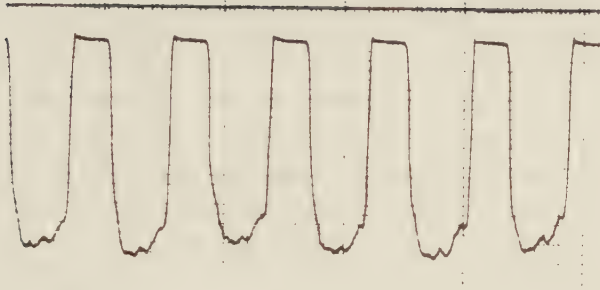
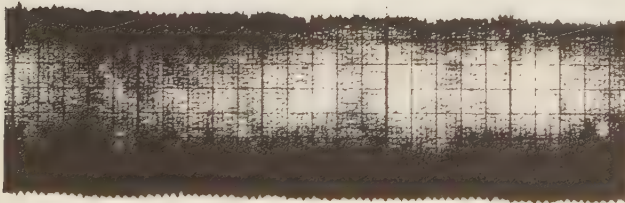


Bild 32: Wie Bild 31. Hier ist jedoch der genaue Verlauf des enddiastolischen Druckes sichtbar gemacht.



1
Atmungsschwankungen

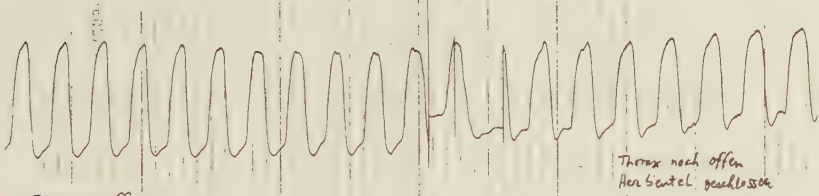
Bild 33: Intramurale Druckregistrierung mit kleinem Papiervorschub 15 Tage nach der Operation. Während des Messvorgangs verkleinerte der Herzmuskel sein Volumen.

Bei starker Vergrößerung durch Steigerung der Y-Verstärkung im Registriergerät - wobei der Rest der Kurve nicht mehr dargestellt werden kann - zeigen sich an diesen Kurvenstücken für die medizinische Forschung interessante Vorgänge. (Bild 31 und 32).

Bild 33 zeigt eine Druckregistrierung 14 Tage nach Implantation des Aufnehmers mit geringem Papiervorschub. Die Messung erfolgte am wachen, ruhig stehenden Hund. Sie ist deswegen als Beispiel interessant, weil sich während des Messvorgangs das Schlagvolumen verkleinert hat. Deutlich erkennbar wird die theoretische Ueberlegung verifiziert, dass von diesem Vorgang der endsystolische Druck stärker als der enddiastolische Druck beeinflusst wird. Nach etwa einem Monat war das Versuchstier soweit geschwächt, dass weitere Experimente nicht sinnvoll erschienen. Während dieser Zeit ist der Sender insgesamt etwa 25 Stunden in Betrieb gewesen. Nach Herausnahme aus dem Herzen war er voll funktionsfähig. Um seine maximale zu erwartende Verwendungszeit zu prüfen, wurde er weiter bei 38 Grad Celsius Umgebungstemperatur bis zur Erschöpfung der Batterien in Betrieb gehalten. Nach 15 Stunden trat eine -auf Spannungsabfall hindeutende- Frequenzdrift auf. Das bedeutet eine Gesamtbetriebszeit von ca 40 Stunden, wobei etwa 120 mAh aus den Batterien entnommen werden konnten. Unter der Annahme, dass die Batterien bei Inbetriebnahme ihre Nennkapazität hatten, bedeutet dies, dass unter hier vorliegenden Betriebsbedingungen nur 35% davon ausnutzbar sind.

Die Bilder 34a...d zeigen den Ablauf eines weiteren Experimentes über 4 Wochen. Der intramurale Druckverlauf unterscheidet sich vom oben beschriebenen dadurch, dass hier der Aufnehmer nahe der Herzbasis implantiert wurde, während er bei der anderen Serie nahe der Herzspitze in das Muskelgewebe eingebracht war. Bei diesem Versuch ist die (an der in die Registraturen eingetragenen steigenden Verstärkungseinstellung erkennbaren) im Laufe der Wochen kleiner werdende Druckamplitude bemerkenswert. Von den zwei möglichen Ursachen -Änderung der Aufnehmerempfindlichkeit oder Abkapselung des Aufnehmers im Herzmuskel durch Bindegewebe- kann die erste durch Eichung des Aufnehmers vor und nach der Implantation ausgeschlossen werden. Dagegen verifizierte eine histologische

24.6.71
Op (Implantation des Senders)



Thorax offen

Anfa. mit
Druckausgleichs schlauch

Bild 34a

Intra myocardial - Spannung



25.6.71

Op am 24.6.71

Bild 34b

25.6.71

Empfänger: 65

Regler: 20

Kanal: 8

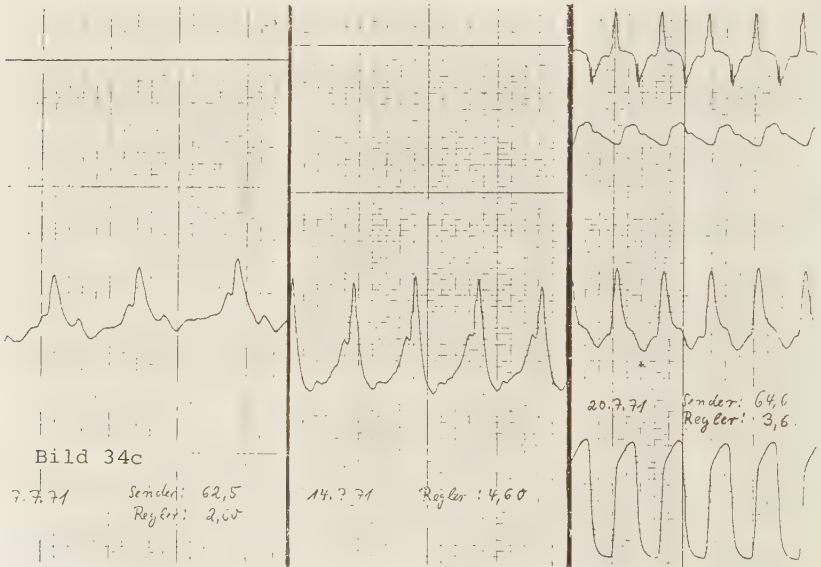
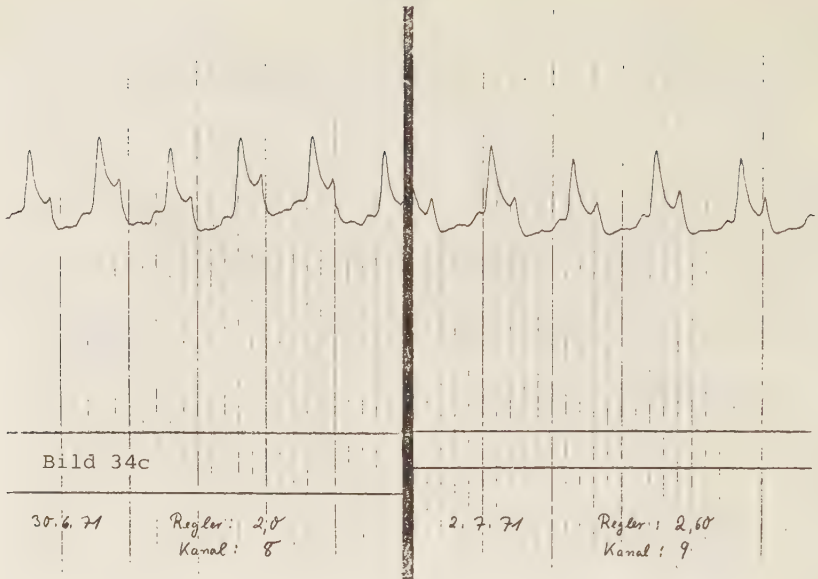


Bild 34 a...d: Zeitlicher Ablauf einer Versuchsreihe mit einem nahe der Herzbasis implantierten Druckaufnehmer

Untersuchung des Herzens nach Beendigung des Experimentes im Institut für Pathologie der Freien Universität Berlin die zweite Annahme (Bild 35). In (21) wird dazu folgendes mitgeteilt: ...Das Verhalten der Umgebung des eingeführten Messfühlers spricht für eine stabile Einheilung. Das Lager dieses Fühlers ist von einer bindegewebigen Kapsel umschlossen Wie bereits nach dem makroskopischen Befund angenommen, entsprechen auch histologisch die Verhältnisse jenen nach der Implantation von Elektroden eines Herzschrittmachers

Daraus geht hervor, dass der Absolutwert des intramuralen Druckes über längere Zeiträume wegen des beschriebenen Einheilungsprozesses sich jeder Messung entzieht. Dagegen begünstigt eben diese Einheilung die Reproduzierbarkeit der Messung des zeitlichen Druckverlaufs über lange Versuchsperioden.

Die letzte Registrierung in Bild 34d ist nach den neuesten Erkenntnissen über die Herzdynamik (22) besonders interessant. In Bild 36 ist sie mit vergrößerter Schreibgeschwindigkeit noch einmal dargestellt. Sie zeigt von unten nach oben den intraventrikulären Druck, den intramuralen Druck, den Aortendruck und die Druckanstiegsgeschwindigkeit des Kammerdruckes. Das Maximum dieses Wertes wird in letzter Zeit immer häufiger als Mass für die Funktion des linken Ventrikels verwendet.

Bild 37 zeigt schliesslich die gesuchte Druckanstiegsgeschwindigkeit des intramuralen Druckes. Man erkennt daraus, dass der differenzierte Druckwert einen ähnlichen Verlauf wie beim intraventrikulären Druck aufweist. Es erscheint somit erfolgversprechend, diese Grösse zur Beurteilung von Teilbereichen des Myocards heranzuziehen.



Bild 35:

Mikroskopisches Schnittbild eines Implantationskanals im Hundeherzmuskel. Um den Aufnehmer hat sich eine ca 1 mm breite Bindegewebsschicht gebildet. Der Aufnehmer war also eingewachsen.

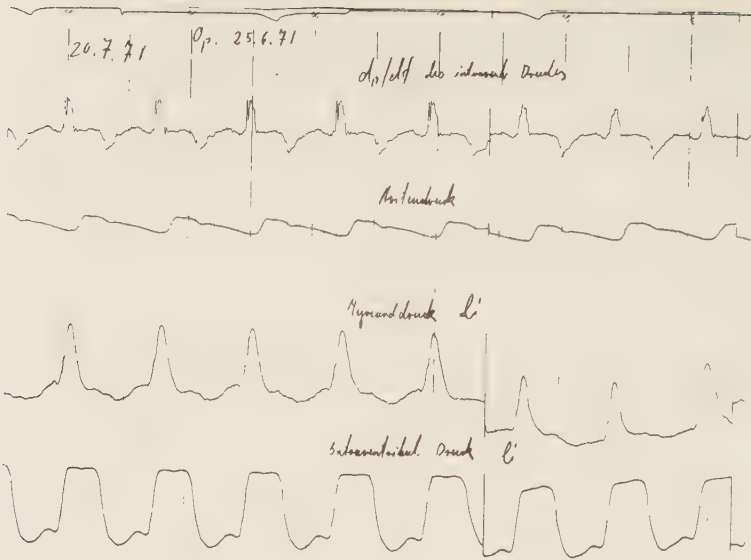


Bild 36: Gleichzeitige Registrierung verschiedener hämodynamischer Parameter ca 4 Wochen nach der Implantation des Aufnehmers

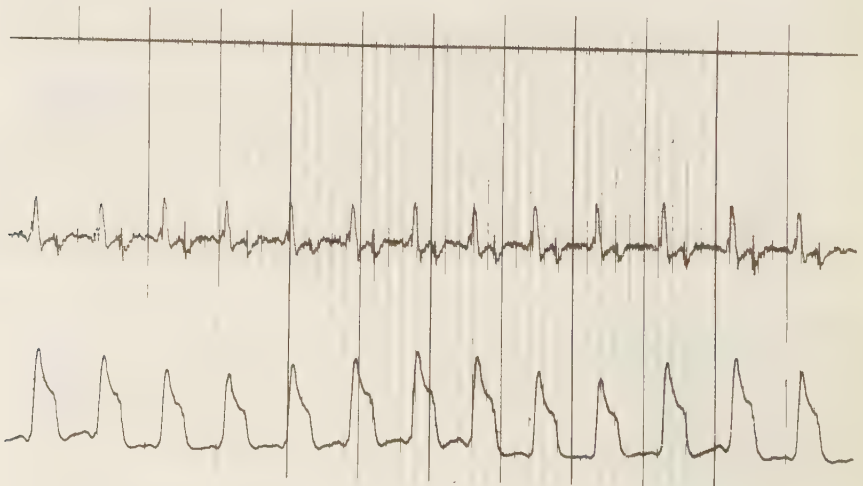


Bild 37: Die Druckanstiegsgeschwindigkeit des intramyocardialen Druckes als Differentialquotient des Druckverlaufes ca 14 Tage nach der Implantation.

Literatur

- (1) K.J. Boniface, O.J. Brodie, R.P. Walto: Resistance strain gauge arches for direct measurement of heart contractile force in animals
Proc. Soc. Exptl. Biol. Med. 84, 1953, S. 263 - 266
- (2) J.F. Williams, E.H. Sonnenblick, E. Braunwald: Determinants of atrial contractile force in the intact heart
Am. J. Physiol. 209, 1965, S. 1061 - 1068
- (3) L. Laszt, A. Müller: Der myokardiale Druck
Helv. Physiol. Acta 16, 1958, S. 88 - 106
- (4) H. Kreuzer, W. Schoeppe: Das Verhalten des Druckes in der Herzwand
Pflügers Archiv f. ges. Physiol. 278, 1963, S. 181-189
- (5) ---- Piezo xide Wandler
Firmendruckschrift Valvo, Hamburg, 1968, S. 38 - 47
- (6) C.H. Voss, E.F. Tims, R.T. Nethken: Semiconductor rubber pressure-force transducer
Vortrag 21th ACEMB, Houston 1968
- (7) ---- Druckempfindlicher Lack
Firmendruckschrift der Firma Clark Electronics, Santa Ana, USA 1968
- (8) NASA Tech Brief: Ultraminiatur manometer tipped cardiac catheter
Brief 67 - 10669
- (9) H. Bley, A. Goldmann: Elektronische Messfühler
Bd. 1, S. 123, Franck'sche V. Stuttgart

- (10) F. Förster: Theoretische und experimentelle Grundlagen
der zerstörungsfreien Werkstoffprüfung mit Wirbel-
stromverfahren
Z. Metallkunde 43, 1952, S. 163 - 171

- (11) H.Fischler, N. Peled, S. Yerushalmi: FM/FM Multiplex
radio telemetry system for handling biological data
IEEE Transact. biomed. Eng. 14, 1967, S. 30 - 39

- (12) ---- Schwingkreisdämpfung
Funktechnische Arbeitsblätter SK 21

- (13) H.Müller: Resonanzschaltungen aus RC- bzw. RL-
Gliedern und einige Anwendungen
Funk und Ton 5, 1954, S. 471 - 475

- (14) W.H. Ko: Designing tunnel diode oscillators
Electronics, Feb. 10, 1961, S. 68 - 72

- (15) M.E. Hines: High-frequency negative resistance
principles for Esaki diode applications
Bell System Techn. J. 38, 1960, S. 477 - 481

- (16) H. Meinke, F.W. Gundlach; Taschenbuch der Hoch-
frequenztechnik 1962, S.17

- (17) G. Freimuth: Gegenkopplungs-FET regelt AM Vorstufe
Radio Mentor 5, 1969, S. 267

- (18) W.Sodke, J.Schürmann: Feldeffekttransistoren
in AM Vor- und Mischstufen von Rundfunkempfängern
Firmendruckschrift Texas Instruments sowie
Funkschau 1969, S. 11 - 14

- (19) ---- Die Arbeitsweise eines einfachen FM Demodulators
mit geringem Klirrfaktor
Funktechnik, H. 14, 1956, S. 424 - 425

- (20) W.Holle: Gegenkopplung an Lautsprechern
Funktechnik H. 18, 1952 S. 490 - 492
- (21) W. Masshoff: Korrespondenz des Direktors des
Instituts für Pathologie der Freien Universität
Berlin mit Prof.Dr. H.J. Schmidt vom 3.8.1971
- (22) G.Morgenstern u.A. : Die Druckanstiegsgeschwin-
digkeit im linken Ventrikel als Mass für die
Kontraktilität unter verschiedenen hämodynamischen
Bedingungen
Pflügers Archiv 315, 1970, S. 173 - 186

Hiermit danke ich Herrn Professor Dr.H.D.Schmidt für die Ueberlassung des Themas, für die Durchführung der medizinischen Versuche und für seine ständige Hilfsbereitschaft.

Herrn Professor Dr.F.Körper danke ich besonders für seine Hilfe in allen Problemen, die sich aus der interdisziplinären Aufgabenstellung dieser Arbeit ergaben.

Lebenslauf

Ich wurde 1932 als Sohn des Arztes Dr.med. Hans Hirsch und seiner Ehefrau Elsbeth Hirsch in Berlin geboren. Nach Besuch der Volks- und Oberschule im Ostteil der Stadt studierte ich an der Technischen Universität Berlin Elektrotechnik, nach der Diplomvorprüfung mit besonderer Ausrichtung auf das Grenzgebiet zwischen Nachrichtentechnik und Physiologie. Seit Abschluss meines Studiums im Jahre 1962 mit der Diplomprüfung lebe ich in Zürich als Angestellter einer Firma für elektroakustische Geräte. Die vorliegende Arbeit entstand in 5jähriger freier Zusammenarbeit zunächst mit dem Institut für experimentelle Chirurgie der Universität Heidelberg und später mit dem Institut für Physiologie der Freien Universität Berlin.

